



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



⑪ Numéro de publication : **0 685 201 A1**

⑫

DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

⑳ Numéro de dépôt : **95401242.3**

⑤① Int. Cl.⁶ : **A61B 6/14, H04N 5/32,
H04N 3/15, A61B 6/03**

㉔ Date de dépôt : **29.05.95**

③① Priorité : **31.05.94 FR 9406628**

④③ Date de publication de la demande :
06.12.95 Bulletin 95/49

⑧④ Etats contractants désignés :
DE ES FR GB IT

⑦① Demandeur : **TROPHY RADIOLOGIE**
106 rue de la Jarry
F-94300 Vincennes (FR)

⑦② Inventeur : **Augais, Thierry**
58 Allée Bocage de Baudreville
F-91190 Gif-Sur-Yvette (FR)
Inventeur : **Thorez, Manuel**
10, Rue de la Chaumière
F-94360 Brie-Sur-Marne (FR)

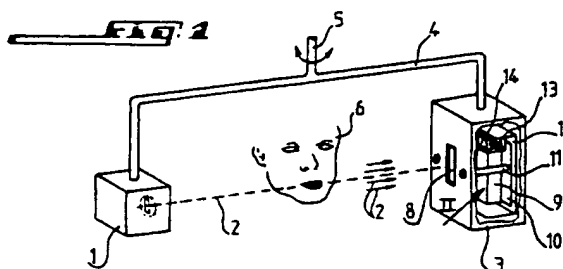
⑦④ Mandataire : **Berger, Helmut et al**
Cabinet Z. WEINSTEIN
20, avenue de Friedland
F-75008 Paris (FR)

⑤④ Appareil de radiodiagnostic comportant un scintillateur avec un capteur à transfert de charge.

⑤⑦ L'invention concerne un appareil de radiodiagnostic pour établir des prises de vue panoramiques et tomographiques d'un objet.

Cet appareil est du type comprenant une source (1) de rayons X et un récepteur (3) des rayons X, le récepteur comprenant une fente secondaire (8) de passage des rayons X reçus et un capteur (9) du type DTC qui est monté fixe dans le récepteur (3), des moyens de commande du transfert des charges par décalage des lignes de charge, à une fréquence simulant le déplacement d'un film radiographique classique derrière la fente secondaire. Cet appareil est caractérisé en ce que les moyens de commande du décalage comprennent une partie mobile (12) se déplaçant derrière la fente secondaire (8) à la vitesse à laquelle se déplacerait un film radiographique et un détecteur (14) de la vitesse de déplacement de cette partie mobile (12) ainsi qu'une unité de conversion de la vitesse ainsi établie en une fréquence (f_d) équivalente de décalage des lignes du capteur à transfert de charges (9).

L'invention est utilisable pour l'imagerie médicale.



L'invention concerne un appareil de radiodiagnostic pour établir des prises de vue panoramiques et avantageusement tomographiques d'un objet tel que de la mâchoire d'un patient, du type comprenant une source de rayons X et un récepteur des rayons X ayant traversé l'objet, le récepteur comprenant une fente secondaire de passage des rayons X reçus et, en aval d'un scintillateur transformant les rayons X en lumière visible, un capteur du type à couplage de charges et à lecture par transfert de charges électriques produites dans les éléments d'image, d'une ligne dans la ligne suivante, et monté fixe dans le récepteur de façon que sa zone d'image corresponde à l'ouverture de la fente secondaire, des moyens de commande du transfert de charges par décalage des lignes de charges, à une fréquence simulant le déplacement d'un film radiographique classique derrière la fente secondaire, un dispositif de traitement des données fournies par le capteur et un dispositif de reproduction d'images.

Les appareils de radiodiagnostic de ce type, qui sont connus, présentent l'inconvénient qu'ils sont incompatibles avec les appareils de radiodiagnostic classiques, qui utilisent des films radiographiques à déplacement linéaire ou rotatif, inclus dans une cassette ou un tambour porte-film. Cette incompatibilité est due à la réalisation des moyens de commande du décalage des lignes de charges.

Par conséquent un médecin qui souhaite disposer d'un appareil apportant les avantages que procure un capteur du type à couplage de charges est obligé de remplacer son appareil classique à film radiographique par un nouvel appareil spécifique équipé du capteur à couplage de charges.

L'invention a pour but d'éviter cet inconvénient et de proposer un appareil mettant en oeuvre un capteur du type DTC (Dispositif à Transfert de Charges ou CCD, selon la terminologie anglo-saxonne), qui est compatible avec les appareils classiques.

Pour atteindre ce but, l'appareil selon l'invention est caractérisé en ce que les moyens de commande du décalage comprennent une partie se déplaçant derrière la fente secondaire à la vitesse à laquelle se déplacerait un film radiographique, un détecteur de la vitesse du déplacement de cette partie et une unité de conversion de la vitesse ainsi établie en une fréquence équivalente de décalage des lignes du capteur à transfert de charge.

L'invention sera mieux comprise et d'autres buts, caractéristiques, détails et avantages de celle-ci apparaîtront plus clairement dans la description explicative qui va suivre faite en référence aux dessins schématiques annexés donnés uniquement à titre d'exemple illustrant un mode de réalisation de l'invention et dans lesquels :

La figure 1 est une vue simplifiée, schématique, en perspective, d'un appareil de radiodiagnostic selon la présente invention.

La figure 2 est une vue à plus grande échelle, avec arrachement, du détail indiqué en II sur la figure 1.

La figure 3 illustre les signaux de sortie du détecteur de vitesse des moyens de commande de décalage selon la présente invention.

L'invention sera décrite, à titre d'exemple non limitatif, dans son application à un appareil de radiodiagnostic dentaire destiné à produire des prises de vue panoramiques tomographiques de la mâchoire d'un patient. Comme il ressort de la figure 1, un tel appareil comprend essentiellement un dispositif de source 1 des rayons X 2, un récepteur 3 des rayons X ainsi qu'un bras de support 4 du dispositif de source et du récepteur, qui est monté rotatif autour d'un axe 5 vertical disposé de façon à ce que l'appareil puisse tourner autour de la tête du patient 6 dont la mâchoire est traversée par les rayons X.

Le dispositif émetteur 1 de rayons X est du type connu en soi et n'a pas besoin d'être décrit plus en détail.

Le récepteur 3 comprend, comme cela est connu, une fente secondaire 8 à travers laquelle les rayons X 2 qui ont traversé la mâchoire et contiennent ainsi l'information des prises de vue panoramiques entrent dans le récepteur, pour parvenir sur un capteur 9 réalisé sous forme d'un dispositif à transfert de charge, par l'intermédiaire d'un écran scintillateur connu en soi et non représenté. Le capteur 9 est solidaire de la partie fixe 10 dont le déport mécanique par rapport à la fente est assuré par des moyens mécaniques 11.

Le capteur 9 du type à transfert de charge appelé CCD est également connu en soi et ne nécessite pas une explication détaillée. Il suffit de rappeler qu'il est du type matriciel, sensible aux rayons X et en mesure d'intégrer l'information constituée par les atténuations des rayons X ayant traversé la mâchoire, localement par accumulation de charges électriques dans les photosites du capteur qui constituent les éléments d'image et sont situés dans le prolongement du point d'impact photo-électrique. La lecture du capteur s'effectue par transfert des charges d'une ligne d'éléments d'image dans la ligne voisine, et ceci jusqu'au bord de la zone d'image. La dernière ligne d'éléments d'image est transférée dans un registre à décalage, qui est ensuite vidée élément par élément dans un amplificateur de sortie. Chaque élément d'image est ensuite converti après amplification, puis mémorisé en vue de sa présentation ou de son traitement numérique. Ce traitement ne fait pas partie de la présente invention, il est connu et ne sera donc pas décrit.

La particularité de l'invention réside dans le fait que le récepteur comporte une partie mobile 12 qui est adaptée pour être entraînée à la vitesse d'un film radiographique classique. A cette fin, cette partie mobile peut être translatée dans le porte cassette d'un appareil classique à film radiographique exactement comme une cassette, en couissant sur la partie fixe

10. La partie mobile peut présenter les dimensions hors-tout d'une cassette porte-film standard.

Pour déterminer la vitesse de la partie mobile 12, celle-ci est pourvue d'une règle graduée 13 disposée de façon à passer devant un détecteur 14 du défilement desdites graduations, solidaire de la partie fixe. Le détecteur 14 est réalisé sous forme d'un codeur incrémental.

On comprend aisément que le détecteur codeur incrémental 14 produit un signal en forme d'une suite d'impulsions représentées à la figure 3, lorsque la règle graduée 13 défile devant lui lors d'un déplacement de la partie mobile 12. La fréquence f_c du signal produit par le détecteur codeur incrémental 14 dépend de la résolution spatiale de celui-ci. La fréquence de commande du décalage des lignes du capteur CCD par rapport à la fréquence f_c est déterminée par les dimensions des éléments d'image du capteur et peut être exprimée par la relation :

$$f_d = r/l.f_c$$

r étant essentiellement le pas de graduation de la règle et l la largeur d'un élément d'image.

Le signal de commande de décalage, ayant la fréquence de décalage f_d est engendré par un dispositif approprié (non représenté) relié au détecteur 14. Ainsi à chaque fois que la partie mobile 12 s'est déplacée sur une longueur équivalente à la largeur d'un élément d'image, les lignes du capteur sont décalées d'une position.

Dans l'exemple représenté, le détecteur de vitesse 14 est réalisé sous forme d'un codeur incrémental optique. Bien entendu le détecteur peut être réalisé sous toute autre forme appropriée, par exemple sous forme d'un codeur à effet Hall.

Le détecteur 14 peut être adapté pour mesurer des déplacements angulaires de la partie mobile 12 et permet ainsi l'application de l'invention à des appareils orthopantomographes à tambour rotatif.

Il ressort de la description qui vient d'être faite, que l'invention peut être utilisée dans des appareils orthopantomographes du marché conçus pour utiliser des films radiographiques à déplacement linéaire ou rotatif, tout en utilisant les avantages des capteurs du type à transfert de charge CCD commandés pour fonctionner en mode d'intégration à retard, appelés communément TDI.

Un appareil classique est aisément transformable en un appareil selon l'invention. Il convient notamment d'ajouter le capteur DTC 9 et ses organes de gestion du signal, les dispositifs de détection 14 et de conversion, et de prévoir sur la cassette la règle graduée 12.

Revendications

1. Appareil de radiodiagnostic pour établir des prises de vue panoramiques et avantageusement

tomographiques d'un objet tel que de la mâchoire d'un patient, du type comprenant une source de rayons X et un récepteur des rayons X ayant traversés ledit objet, le récepteur comprenant une fente secondaire de passage des rayons X reçus et, en aval d'un écran scintillateur transformant ces rayons X reçus en lumière visible, un capteur du type DTC prévu pour être lu par transfert des charges électriques accumulées dans les éléments d'image d'une ligne dans la ligne suivante, qui est monté fixe dans le récepteur de façon que sa zone d'image corresponde à l'ouverture de la fente secondaire, des moyens de commande du transfert des charges par décalage des lignes de charge, à une fréquence simulant le déplacement d'un film radiographique classique derrière la fente secondaire, un dispositif de traitement des données fournies par le capteur et un dispositif de reproduction d'images, caractérisé en ce que les moyens de commande du décalage comprennent une partie mobile (12) se déplaçant derrière la fente secondaire (8) à la vitesse à laquelle se déplacerait un film radiographique et un détecteur (14) de la vitesse de déplacement de cette partie mobile (12) ainsi qu'une unité de conversion de la vitesse ainsi établie en une fréquence (f_d) équivalente de décalage des lignes du capteur à transfert de charges (9).

2. Appareil de radiodiagnostic selon la revendication 1, caractérisé en ce que la partie mobile (12) comprend un élément tel qu'une règle graduée (13) disposée de façon à défiler devant le détecteur (14) lors du déplacement de la partie mobile (12) et le détecteur (14) est adapté pour produire un signal dont la fréquence (f_c) est fonction de la graduation de l'élément (13), qui est transmis à l'unité de conversion précitée.

3. Appareil de radiodiagnostic selon la revendication 2, caractérisé en ce que le détecteur (14) est réalisé sous forme d'un codeur incrémental optique.

4. Appareil de radiodiagnostic selon la revendication 2, caractérisé en ce que le détecteur (14) est du type codeur à effet Hall.

5. Appareil de radiodiagnostic selon l'une des revendications 2 à 4, caractérisé en ce que l'unité de conversion est adaptée pour produire à partir du signal à la fréquence (f_c) produite par le détecteur (14), le signal de décalage en prenant en compte le pas du détecteur codeur (14) et la largeur des éléments d'image du capteur (9).

6. Appareil de radiodiagnostic selon la revendication 5, caractérisé en ce que la fréquence (f_d) du

signal de décalage et la fréquence (f_c) du signal produit par le détecteur (14) répondent à la relation $f_d = r/l.f_c$, où r et l sont respectivement le pas de la graduation de la règle (14) et la largeur d'un élément d'image.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

4

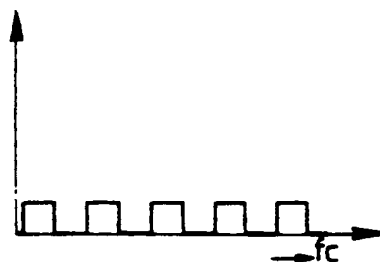
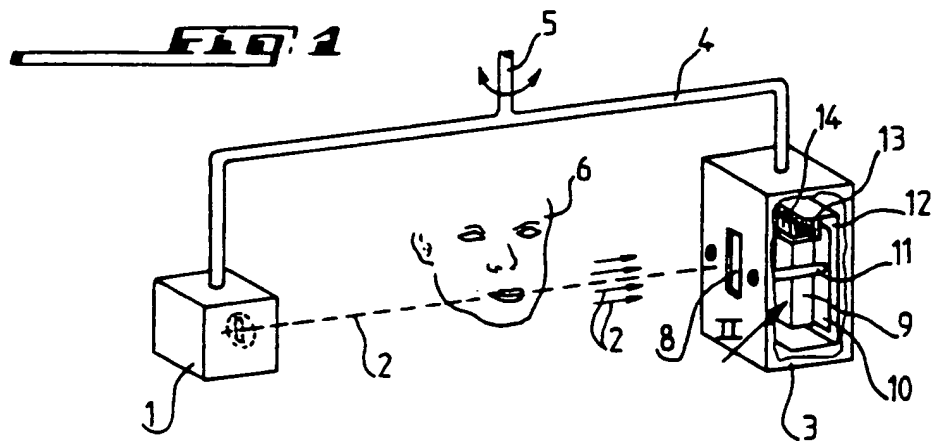
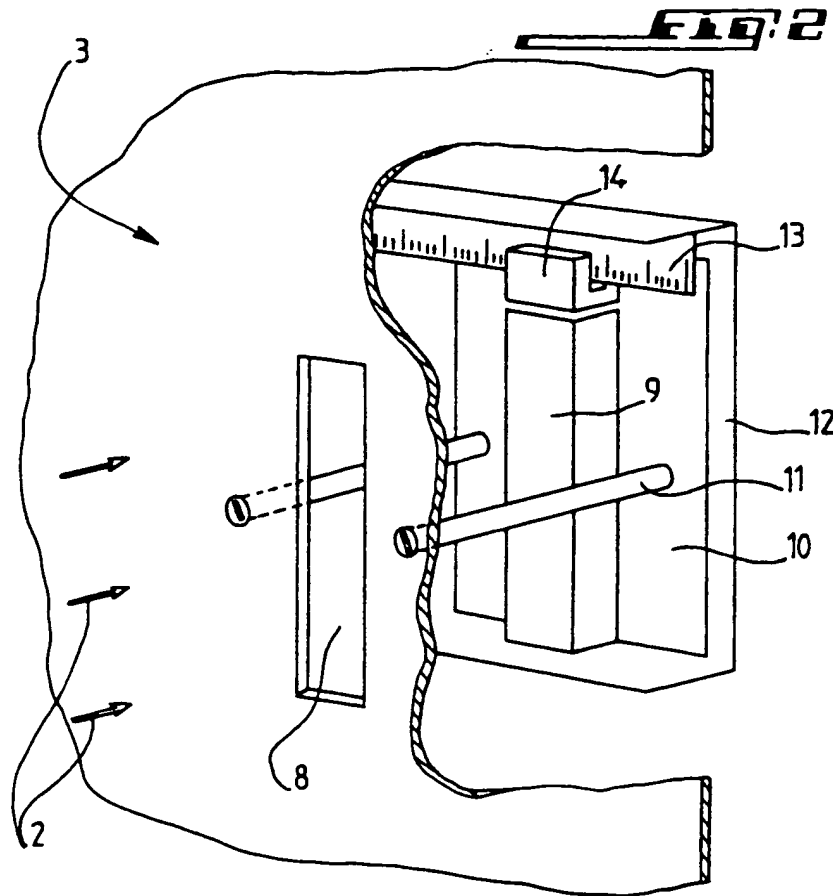


FIG. 3



Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numero de la demande
EP 95 40 1242

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int.Cl.6)
Y	WO-A-90 14793 (BOARD OF REGENTS, THE UNIVERSITY OF TEXAS SYSTEM)	1	A61B6/14 H04N5/32 H04N3/15 A61B6/03
A	* le document en entier *	5,6	
Y	EP-A-0 366 235 (PICKER INTERNATIONAL INC.)	1	
A	* abrégé; figures 1,2 *	5	
A	DE-A-39 37 077 (KABUSHIKI KAISHA MORITA SEISAKUSHO)	1-3	
A	* colonne 13, ligne 26 - ligne 45; figures 1,8,9 *		
A	EP-A-0 369 585 (PICKER INTERNATIONAL INC.)	1,5	
A	* abrégé; figures 1,2 *		
A	US-A-4 628 356 (D.W. SPILLMAN ET AL.)	1	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.6)
A	* le document en entier *		
A	EP-A-0 357 944 (SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT)	1	A61B H04N
A	* revendications 1-3; figures 1,4 *		
A	EP-A-0 138 625 (PICKER INTERNATIONAL INC.)	1	
	* page 11, ligne 32 - page 12, ligne 27; figures 1-14 *		
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche		Date d'achèvement de la recherche	Rechercheur
LA HAYE		29 Septembre 1995	Hunt, B
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES			
X : particulièrement pertinent à lui seul		T : théorie ou principe à la base de l'invention	
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie		E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date	
A : arrière-plan technologique		D : cité dans la demande	
O : divulgation non-écrite		L : cité pour d'autres raisons	
P : document intercalaire		Δ : membre de la même famille, document correspondant	

EPO FORM 1503 01.91 (94/08)

EP 0 685,201 A1

1. Device for x-ray diagnosis to establish panoramic-view and advantageously tomographic images of an object such as the jaw of a patient, of the type comprising an x-ray source and an x-ray receiver for x-rays that pass through said object, the receiver having a secondary slit for the transmission of x-rays received and, downstream of a scintillator screen transforming these x-rays into visible light, a sensor of the DTC [CCD] type, provided to be read by transfer of accumulated electrical charges in the imaging elements from one line to the following line, which is mounted fixed in the receiver so that its imaging zone corresponds to the opening of the secondary slit, means for controlling the transfer of charges by shifting charge lines at a frequency [rate] simulating the displacement of a classical x-ray film behind the secondary slit, a device for processing the data supplied by the sensor and a device for image reproduction, characterized by the fact that that the control means for shifting [the charge lines] comprise a mobile part (12) which is moved behind secondary slit (8) at the speed at which an x-ray film would be moved and a detector (14) of displacement speed equal to this mobile part (12), as well as a conversion unit to convert the speed thus established to an equivalent frequency [rate] (f_d) for shifting the lines of the charge-transfer sensor (9).

